

IMRT-Verifikation von Kopf – Hals Tumoren unter Berücksichtigung von Inhomogenitäten im Patienten

Dagmar Schönenberg¹, Thomas Götzfried¹, Barbara Dobler¹, Marius Treutwein¹, Petra Härtl¹, Mark Rickhey², Ludwig Bogner¹

¹Universität Regensburg, Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie

²Klinikum Ingolstadt, Institut für Medizinphysik

Einleitung

Die Verifikation von IMRT-Plänen ist obligatorisch und kann z.B. durch Messung oder Monte Carlo Simulation [1] erfolgen. Bei Planverifikationen mit Monte Carlo Simulation ist zu beachten, dass deren Güte maßgeblich von der Güte des verwendeten Quellenmodells abhängt, mit dem der Phasenraum der Strahlung bestimmt wird, die im Patienten transportiert wird. Von Elekta Ltd. (Crawley, UK) wurde mit dem SynergyS in Kombination mit dem BeamModulatorTM ein Linearbeschleuniger entwickelt, der speziell für kleinfeldrige und stereotaktische Anwendungen optimiert wurde und über ein Strahlerkopfdesign verfügt, dass sich von anderen klinischen Linearbeschleunigern unterscheidet und so eine Herausforderung für die Strahlerkopfmodellierung für Planungssysteme und Dosisberechnungen darstellt. Mit dem speziell für diesen Strahlerkopf dedizierten virtuellen Quellenmodell mit integriertem mini MLC (VSM) [2] steht zusammen mit XVMC [3] ein Monte Carlo Tool zur Verfügung, das für Verifikationen von IMRT-Plänen dieses Beschleunigers verwendet werden kann. Im Gegensatz zu den weit verbreiteten Hybrid Verifikationen im homogenen Phantom kann bei IMRT Verifikationen mit Monte Carlo Simulationen der Einfluss patientenspezifischer Dichteheterogenitäten berücksichtigt werden. Dieser Einfluss wurde in der vorliegenden Studie für Zielvolumina im Kopf-Hals-Bereich evaluiert und mit der Hybrid Verifikation im homogenen Phantom verglichen.

Material und Methoden

Es wurden 9 klinische IMRT Pläne im Kopf-Hals-Bereich verifiziert, die mit dem Pencil Beam Algorithmus Oncentra Masterplan V3.1 (Nucletron BV, Veenendaal, The Netherlands) optimiert und geplant wurden. Die Verifikation erfolgte einerseits filmdosimetrisch auf einem homogenen Zylinderphantom einschließlich absoluter Punktdosismessung mit Ionisationskammer, andererseits mit Monte Carlo Simulation sowohl im homogenen Phantom als auch im Patienten. Für die Monte Carlo Simulation VSM/XVMC [2,3] eingesetzt, nachdem es zuvor erfolgreich kommissioniert worden ist. Ausgewertet wurde der Hochdosisbereich ausgewählter Regionen der transversalen Filmschichten. Für den Vergleich dieser Verifikationsmethode mit Monte Carlo Simulationen im homogenen Phantom wurden dieselben Regionen herangezogen.

Die Evaluation des Dosisverteilungen im Patienten erfolgte mit Hilfe von DVHs über das gesamte Rechenvolumen und Gammaplots (2%,2mm) in repräsentativen Schichten, die mit Hilfe des Softwaretools CERR [4] erstellt wurden.

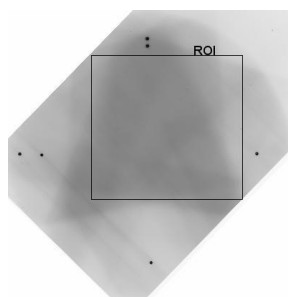


Abbildung 1:
Beispiel für eine ausgewertete Region

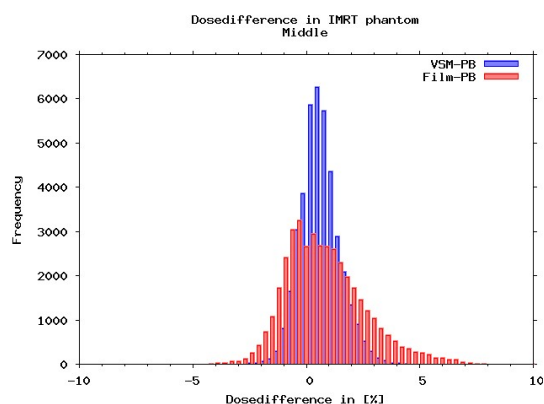


Abbildung 2:
In der Region wurden für alle Dosiswerte > 1Gy die Differenz zwischen der PB Dosis und der Filmdosis sowie zwischen MC und PB ermittelt. Die Dosisdifferenzen wurden in Histogrammform dargestellt und statistisch ausgewertet.

Ergebnisse

Alle mit Pencil Beam Algorithmus und Monte Carlo im IMRT-Zylinderphantom berechneten Punktdosen stimmten im Rahmen der Messunsicherheit von $\pm 2\%$ mit der gemessenen Dosis überein.

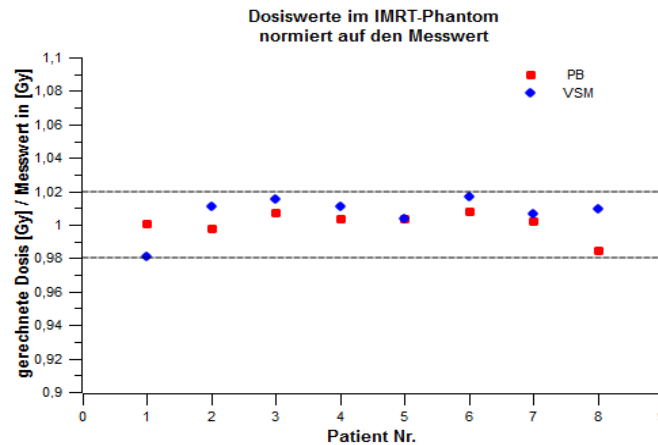


Abbildung 3:

Die gemessenen Dosen stimmen mit den gerechneten Werten im Rahmen der Messunsicherheit überein.

Es wurden für alle Pläne in jeweils 3 Transversalschichten die Dosisverteilung filmdosimetrisch und mit Monte Carlo verifiziert. Für beide Verifikationsverfahren zeigte sich, dass die Dosisübereinstimmung im Hochdosisbereich mit der Pencil Beam Rechnung im Rahmen von $\pm 2\%$ übereinstimmte, wobei die Verifikation mit Monte Carlo in der Streubreite der Dosisdifferenzen (Standardabweichung) der Filmverifikation mit ihrer relativ großen Messunsicherheit überlegen ist.

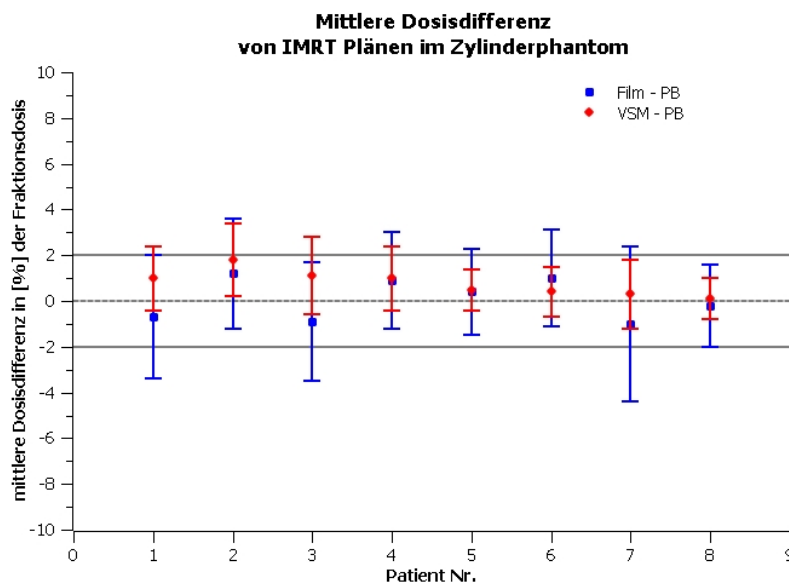


Abbildung 4: Mittlere Dosisdifferenzen in den 3 Filmebenen im IMRT-Halsphantom.

Dargestellt sind einerseits die Dosisdifferenzen zwischen Film und Pencil-Beam Rechnung sowie zwischen Monte Carlo Simulation und Pencil-Beam. Die Lage der Punkte repräsentiert den Mittelwert der Dosisdifferenz, die Fehlerbalken repräsentieren die Standardabweichung des Dosisdifferenzhistogramms vom Mittelwert.

Bei der Dosisverifikation unter Berücksichtigung der Dichteinhomogenitäten im Patienten spielen die Limitationen des Pencil Beam Algorithmus eine Rolle, die zu systematischer Dosisüberschätzung im Zielvolumen führt. Der Betrag, um den die Dosis überschätzt wird, liegt im Bereich bis 4%, wobei die Dosis bei einem Teil der Patienten zwischen Pencil Beam und Monte Carlo gut übereinstimmt (Abweichung unter 2%) und bei dem anderen Teil der Patienten deutlicher abweicht.

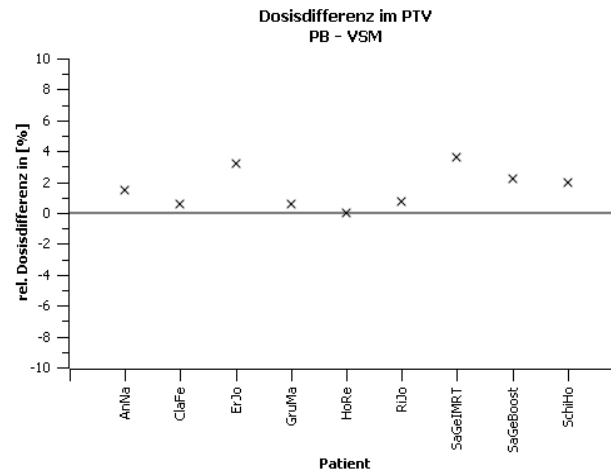


Abbildung 5: Mittlere relative Dosisdifferenz zwischen PB und MC im Zielvolumen. Man sieht, dass in allen Fällen die Dosis im Zielvolumen durch den Pencil Beam Algorithmus überschätzt wird. Eine genauere Auswertung der DVHs zeigte, dass gleichzeitig bei allen Patienten der Niedrigdosisbereich in den Risikostrukturen unterschätzt wird.

Eine Systematik, nach der diese Gruppen unterschieden werden können, stellte sich nicht heraus. Dazu wurden Planparameter wie Anzahl der Einstrahlrichtungen (hier 7 bis 9), Anzahl der Segmente (hier 46 – 63), Feldlänge (hier 6,8 cm bis 13,2 cm) sowie Fraktionsdosis (hier 1,8 Gy und 2,0 Gy) auf eine Korrelation zur Dosisabweichungen untersucht, ebenso wie patientenspezifische Parameter wie bestrahlte Körperregion / Indikation oder die Heterogenität des Zielvolumens, ausgedrückt durch die relativen Anteile im PTV von Hounsfieldeinheiten (HU) < -150 (beinhaltet Luftkavitäten und Lungengewebe) und HU > 150 (beinhaltet Knochen und Artefakte).

Diskussion

Trotz guter Übereinstimmung der IMRT-Verifikation im homogenen Phantom treten teilweise größere Dosisabweichungen im PTV zutage, wenn die Dichteheterogenitäten im Patienten bei der Verifikation berücksichtigt werden, die im homogenen Phantom nicht entdeckt werden können. Die Abweichungen ergeben sich individuell aus der Kombination der plan- und patientenspezifischen Parameter. Als Konsequenz aus diesen Ergebnissen ist zu diskutieren, die Hybrid-Verifikation im homogenen Phantom für HNO-Fälle aufzugeben und generell eine Planverifikation im heterogenen Patienten durchzuführen.

Danksagung

Wir danken M. Alber für die Überlassung und Anpassung des dedizierten virtuellen Quellenmodells mit integriertem mini MLC (VSM).

1. L. Bogner et al: Verification of IMRT: Techniques and problems, Strahlenther Onkol, 180(6):340-350, Jun 2004
2. M. Sikora et al.: A virtual photon source model of an Elekta linear accelerator with integrated mini MLC for Monte Carlo based IMRT Dose Calculation, Phys Med Biol, 52(15):4449-4463, Aug 2007
3. M. Fippel: Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm, Med Phys, 26(8): 1466-1475, Aug 1999
4. J.O. Deasy: CERR: A computational environment for radiotherapy research, Med Phys, 30(5):979-985, 2003